

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

D4

(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

(11) N° de publication : 2 695 830
(à n'utiliser que pour les commandes de reproduction)

(21) N° d'enregistrement national : 92 11131

(51) Int Cl⁵ : A 61 M 16/00

(12) DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

(22) Date de dépôt : 18.09.92.

(30) Priorité :

(43) Date de la mise à disposition du public de la demande : 25.03.94 Bulletin 94/12.

(56) Liste des documents cités dans le rapport de recherche préliminaire : Se reporter à la fin du présent fascicule.

(60) Références à d'autres documents nationaux apparentés :

(71) Demandeur(s) : PIERRE MEDICAL (S.A.) (société anonyme) — FR.

(72) Inventeur(s) : Bourdon Guy.

(73) Titulaire(s) :

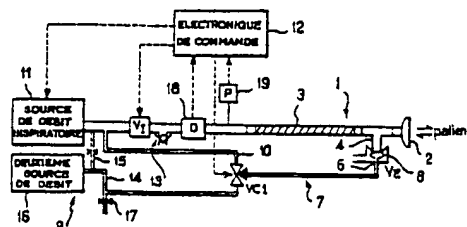
(74) Mandataire : Pontet & Allano S.A.R.L.

(54) Dispositif d'aide à la respiration.

(57) Un circuit patient (1) comprend une branche inspiratoire (3) reliée à une source de débit inspiratoire (11), et une branche expiratoire (4) reliée à l'atmosphère à travers une valve expiratoire (V_e).

Une valve d'inspiration (V_i) est intercalée entre la source de débit inspiratoire (11) et la branche inspiratoire (3). Pendant l'inspiration, la valve d'inspiration (V_i) est ouverte et la pression de la source de débit inspiratoire est appliquée à la valve d'expiration (V_e) pour fermer celle-ci. Pendant l'expiration, la valve d'inspiration (V_i) est fermée, et l'entrée de commande (6) de la valve d'expiration (V_e) est reliée par une vanne de commande (VC1) avec une source de basse pression (14) réglable dans une plage incluant la valeur nulle. Le patient expire donc à volonté sous la pression atmosphérique ou sous une pression expiratoire positive.

Utilisation pour réaliser un appareil simple, permettant de multiples réglages, et compatible avec l'emploi à domicile.



FR 2 695 830 - A1



- 1 -

La présente invention concerne un dispositif d'aide respiratoire, encore appelé "dispositif de ventilation" ou "ventilateur".

La ventilation par aide inspiratoire est un mode de ventilation partielle bien connu en réanimation.

Dans la suite, on appelle "ventilation" les échanges respiratoires provoqués et/ou assistés par un appareil.

L'aide inspiratoire consiste à appliquer pendant la phase inspiratoire, initiée en principe par le patient, une pression positive constante dans le circuit patient d'un appareil respiratoire.

On appelle "circuit patient" des éléments de canalisation, tels qu'un masque, un conduit, etc., qui relie les voies aériennes du patient avec les moyens de production, du flux gazeux dans l'appareil d'aide respiratoire.

Dans les appareils de ventilation par aide inspiratoire, l'expiration, également initiée par le patient, est passive, et s'effectue à la pression atmosphérique ou sous une pression expiratoire positive, encore appelée PEP.

Les ventilateurs utilisés en réanimation sont des machines complexes, comportant plusieurs modes de ventilation, fonctionnant à partir de gaz comprimés et adaptés à des patients intubés ou trachéotomisés, c'est-à-dire munis d'une canule de respiration introduite dans la trachée artère par le nez ou respectivement par une incision dans le cou.

On connaît d'après le EP-B-317417, un dispositif d'aide respiratoire dans lequel le circuit patient comprend une valve d'expiration à commande pneumatique. Pendant la phase d'inspiration, l'entrée de commande de cette valve est soumise à la pression d'une source de débit pressurisé, ce qui ferme la valve d'expiration et par conséquent relie de manière étanche le circuit patient avec la source de débit pressurisé. Lorsque

- 2 -

l'on détecte une diminution significative du débit inspiré, une électronique de commande interrompt le fonctionnement de la source de débit pressurisé, dont la structure est telle que son orifice de sortie se trouve alors ramené à la pression atmosphérique. Cette pression est donc appliquée à la valve d'expiration, ce qui permet à celle-ci de s'ouvrir.

Ce dispositif ne peut fonctionner que sous pression expiratoire égale à la pression atmosphérique.

On connaît par ailleurs d'après le EP-A-0425092 un dispositif d'aide à la respiration comportant, à la place de la valve d'expiration, un orifice de fuite permanente calibré, tandis que l'on règle à deux niveaux différents la pression d'une source de débit, selon que l'on se trouve en phase d'inspiration ou d'expiration.

Ce dispositif ne peut fonctionner que sous pression d'expiration positive de façon que le sens de l'écoulement entre la source de débit et le patient soit toujours orienté de la source vers le patient, même pendant les phases d'expiration, pour éviter que du gaz expiratoire ne remonte vers la source de débit pendant les phases expiratoires pour être réinspiré lors de la phase inspiratoire suivante.

Le but de l'invention est ainsi de proposer un dispositif d'aide respiratoire dont la structure de base soit compatible aussi bien avec l'expiration sous pression atmosphérique qu'avec l'expiration sous pression expiratoire positive.

Suivant l'invention, le dispositif d'aide respiratoire comprenant un circuit patient ayant une branche inspiratoire reliée à une source de débit inspiratoire pressurisé et une branche expiratoire dans laquelle est installée une valve d'expiration qui est commandée pour être fermée pendant l'inspiration, le dispositif comprenant en outre des moyens de pilotage et des moyens de distribution qui en phase expiratoire

- 3 -

interrompent au moins partiellement la communication entre la source du débit inspiratoire et la branche inspiratoire du circuit patient, est caractérisé en ce que les moyens de distribution sont commandés par les
5 moyens de pilotage, et en ce que les moyens de pilotage commandent en outre, au moins indirectement, la valve d'expiration pour qu'elle détermine une pression expiratoire prédéfinie sensiblement indépendante de l'état de fonctionnement de la source de débit
10 inspiratoire.

Selon l'invention, on ne commande plus la source de débit inspiratoire pour la faire fonctionner de manière particulière lors de l'expiration du patient, mais on commande une interruption de la communication entre la
15 source de débit inspiratoire et le circuit patient, et on règle la pression d'expiration par des moyens indépendants de l'état de fonctionnement de la source de débit inspiratoire.

L'interruption de communication entre la source de débit inspiratoire et la branche inspiratoire pendant
20 l'expiration empêche la branche inspiratoire d'accumuler les gaz expirés. Ceci supprime le risque que de grandes quantités de gaz expirés soient ensuite réinhalées. On n'a donc plus à tenir compte du problème
25 de réinhalation pour définir la pression à laquelle le patient est soumis pendant l'expiration.

De plus, la séparation entre la commande de la valve d'expiration et l'état de fonctionnement de la source de débit inspiratoire pendant les phases
30 expiratoires permet de définir la pression expiratoire sans avoir non plus à tenir compte des impératifs de fonctionnement de la source de débit inspiratoire. Par conséquent, l'invention permet de choisir librement la pression expiratoire.

35 La notion d'indépendance entre la pression d'expiration définie par la valve d'expiration et l'état de fonctionnement de la source de débit

inspiratoire doit s'apprécier de manière relative, et notamment au vu de l'état de la technique. D'après le EP-B-317417, on est obligé de modifier le fonctionnement de la source de débit inspiratoire pour
5 que la valve d'expiration modifie son fonctionnement lors des transitions entre les phases respiratoires.

Au contraire, selon l'invention, on se libère de cette relation contraignante. Mais ceci n'exclut pas, par exemple, que la valve d'expiration soit du type à
10 commande pneumatique, et soit commandée par une source de pression réalisée à partir d'une dérivation calibrée reliée à la sortie de la source de débit inspiratoire, comme on le verra dans un exemple décrit plus loin. Dans ce cas non limitatif, le calibrage crée
15 l'indépendance puisqu'on peut choisir le calibrage pour que la valve d'expiration assure la pression expiratoire que l'on souhaite.

De préférence, la source de débit inspiratoire est une source dont le débit tend à s'annuler lorsque la
20 pression à sa sortie prend une valeur maximale qui est de l'ordre de grandeur d'une pression d'aide à l'inspiration.

Ainsi, lorsque pendant une phase expiratoire les moyens de distribution interrompent au moins
25 partiellement la communication entre la source de débit inspiratoire et la branche inspiratoire du circuit patient, la source de débit inspiratoire ne nécessite pas de pilotage particulier: elle continue à fonctionner à débit nul, avec simplement une légère
30 élévation de sa pression.

Il est avantageux que, comme évoqué plus haut, la valve d'expiration soit du type à commande pneumatique. Pour qu'elle détermine la pression expiratoire, les moyens de pilotage relient son entrée de commande à une
35 source de basse pression. Celle-ci peut comprendre une liaison entre la sortie d'une deuxième source de débit et un ajutage d'échappement. Le réglage du débit de

- 5 -

cette deuxième source de débit permet de régler la pression appliquée à l'entrée de commande de la valve d'expiration et permet par conséquent de régler la pression sous laquelle le patient devra expirer pour pouvoir provoquer l'ouverture de la valve d'expiration. Si le débit de la deuxième source de débit est réglé à la valeur nulle, l'entrée de commande est en communication avec l'atmosphère via l'ajutage d'échappement et par conséquent la pression expiratoire est égale à la pression atmosphérique.

D'autres particularités et avantages de l'invention ressortiront encore de la description ci-après, relative à des exemples non limitatifs.

Aux dessins annexés:

- la figure 1 est un schéma d'un premier mode de réalisation du dispositif selon l'invention;
- la figure 2 est un organigramme de commande du dispositif de la figure 1;
- la figure 3 est un schéma d'un mode de réalisation plus particulier du dispositif selon la figure 1; et
- la figure 4 est un schéma simplifié relatif à une variante.

Dans l'exemple représenté à la figure 1, le dispositif d'aide respiratoire comprend un circuit patient 1 comprenant à son tour un masque facial, nasal ou buccal 2, raccordé à une branche inspiratoire 3 et à une branche expiratoire 4. La branche expiratoire 4 comporte une valve d'expiration V_E du type à commande pneumatique comportant une entrée de commande 6 reliée à un circuit de commande 7.

La valve d'expiration V_E comporte un obturateur 8 qui ferme la valve si la pression relative à l'entrée de commande 6 est au moins égale à une fraction prédéterminée de la pression relative présente à l'entrée de la valve, située ici du côté du masque 2. L'obturateur 8 est par exemple constitué par une

- 6 -

enceinte gonflable soumise à la pression de l'entrée de commande 6, ou encore par une membrane dont la face opposée à l'entrée de la valve est soumise à la pression régnant à l'entrée de commande 6.

5 Pendant les phases expiratoires de la respiration du patient, la branche expiratoire 4 communique avec l'atmosphère à condition que le patient produise une pression expiratoire suffisante pour ouvrir la valve d'expiration V_E , laquelle est alors reliée d'une
10 manière que l'on explicitera plus loin avec une source de basse pression 9. D'après les indications qui précèdent, si la pression relative produite par la source de basse pression 9 est nulle, c'est-à-dire égale à la pression atmosphérique, la valve
15 d'expiration V_E s'ouvre sans que le patient ait à fournir une pression expiratoire significativement supérieure à la pression atmosphérique. Au contraire, si la pression relative de la source 9 est supérieure à zéro, le patient devra lui-même fournir une certaine
20 pression relative pour expirer.

La branche inspiratoire 3 du circuit patient 1 est reliée à la sortie d'une source de débit inspiratoire pressurisé 11 qui peut être constituée par un groupe moto-turbine, un ensemble éjecteur ou venturi alimenté
25 par un compresseur ou une bouteille de gaz comprimé, etc.

Des moyens de distribution, comprenant une valve d'inspiration V_I interposée entre la sortie de la source de débit inspiratoire et la branche inspiratoire
30 3 du circuit patient 1, commandent les échanges gazeux tels qu'initiés par le patient. Suivant l'invention, la valve d'inspiration V_I est pilotée par l'électronique de commande 12 pour mettre la sortie de la source de débit inspiratoire en communication avec la branche
35 inspiratoire 3 pendant les phases inspiratoires de la respiration du patient, et pour interrompre cette communication pendant les phases expiratoires.

- 7 -

La source de débit inspiratoire 11 est d'un type capable d'annuler son débit avec seulement une légère augmentation de pression lorsque sa sortie est obturée. Ainsi, il n'est pas nécessaire de modifier les commandes appliquées à la source de débit inspiratoire 11 selon que la vanne d'inspiration V_I est ouverte ou fermée.

Dans un but de sécurité, il est prévu en aval de la valve d'inspiration V_I un clapet anti-retour 13 qui fait communiquer la branche inspiratoire 3 avec l'atmosphère lorsque la pression dans la branche inspiratoire 3 devient inférieure à la pression atmosphérique. Ainsi, le patient ne serait pas privé d'air frais au cas où une panne maintiendrait la valve d'inspiration V_I en position de fermeture.

L'électronique de commande 12 pilote une vanne de commande $VC1$ en synchronisme avec la valve d'inspiration V_I . La vanne de commande $VC1$, du type à trois voies, est installée dans le circuit de commande 7 de la valve d'expiration V_E . Lorsque la valve d'inspiration V_I est fermée, la vanne de commande $VC1$ relie l'entrée de commande 6 de la valve d'expiration V_E avec la source de basse pression 9. Lorsque la valve V_I est ouverte, la vanne de commande $VC1$ relie l'entrée de commande 6 avec la sortie de la source de débit inspiratoire pressurisé.

La source de basse pression 9 est constituée par une liaison 14 entre une deuxième source de débit 16 et un ajutage 17 d'échappement vers l'atmosphère. La deuxième source de débit est réglable dans une plage commençant à la valeur nulle. Dans ce cas, la pression dans la liaison 14 est rendue égale à la pression atmosphérique à travers l'ajutage 17 et par conséquent, en phase d'expiration, la pression imposée au patient est également la pression atmosphérique. Au contraire, si le débit de la deuxième source 16 est non nul, une certaine pression, qui est fonction de ce débit,

s'établit dans la liaison 14 et impose par conséquent une pression expiratoire positive au patient. Les pressions produites par la source de basse pression 9 sont inférieures à la pression produite par la source de débit inspiratoire 11.

Lorsque la valve d'inspiration V_I est ouverte, la vanne de commande $VC1$ relie l'entrée de commande 6 de la valve d'expiration V_E par un conduit 10 avec la pression de la source de débit inspiratoire en amont de la valve d'inspiration V_I . Compte tenu de ce qui a été dit plus haut sur le fonctionnement de la valve d'expiration V_E , une telle pression provoque la fermeture de la valve d'expiration V_E et par conséquent le masque 2 est relié de manière étanche avec la sortie de la source de débit inspiratoire.

Pour assurer la transition du mode expiratoire au mode inspiratoire et inversement, l'électronique de commande 12 reçoit des signaux de mesure produits par un débitmètre 18 et un manomètre 19 fournissant des données de débit D et de pression P de l'écoulement à travers la branche inspiratoire 3.

On va maintenant décrire plus en détail, en référence à la figure 2, certaines particularités de fonctionnement et d'automatisme de la figure 1.

Lorsqu'un test 21 détecte que la vanne d'inspiration V_I est ouverte, on surveille, dans une partie 22 de l'organigramme, l'évolution du débit inspiratoire. On sait que le débit inspiratoire atteint rapidement un maximum D_{MAX} au début de chaque phase inspiratoire. Par le test 23 et l'étape 24, on réactualise la valeur du débit maximum D_{MAX} tant que le débit augmente.

Au contraire, lorsque le débit inspiratoire commence à diminuer, on est conduit à un test 26 qui détermine si le débit instantané D est ou non devenu inférieur à une certaine fraction (coefficient K égal par exemple à 0,6) du débit maximum D_{MAX} . Dans

- 9 -

l'affirmative, l'électronique de commande 12 décide que la phase inspiratoire est terminée et elle commande la fermeture de la valve d'inspiration V_I et l'actionnement de la vanne de commande VC_1 pour la
5 reliair à la source de basse pression 9. Si la réponse au test 26 est négative, on vérifie encore par un test 28 si la durée de l'inspiration n'excède pas une durée maximale T_{MAX} , fixée arbitrairement par exemple à 3 secondes. Si oui, on prend également une décision de
10 fin de phase d'inspiration par l'étape 27.

On est ensuite conduit de nouveau à l'entrée du test sur l'état de la valve d'inspiration V_I .

Lorsque cette valve d'inspiration est fermée, on surveille par un test 29 l'apparition, dans le
15 diagramme de pression en fonction du temps, d'une dérivée ou pente $(P_2 - P_1)/(T_2 - T_1)$ qui soit inférieure à une valeur négative prédéterminée A. En effet, une baisse de la pression à la fin d'une phase d'expiration est significative d'un appel d'air de la part du
20 patient. Si une telle pente négative est détectée, un test 31 sur un paramètre logique Q permet de savoir s'il s'agit de la première itération où la pente négative est détectée au cours de ce cycle expiratoire. Si oui, par une étape 32, on met à 1 le paramètre
25 logique Q et on relève sous le registre T_A l'instant T_2 de début de la pente inférieure à A. Dans les itérations suivantes (sortie négative du test 31), on va rechercher par un test 33 la durée de cette pente négative. Lorsque cette durée devient supérieure à une
30 durée d'appel préétablie D_A , l'électronique décide la fin de la phase d'expiration, c'est-à-dire l'ouverture de la valve d'inspiration V_I et l'actionnement de la vanne de commande VC_1 pour reliair l'entrée de commande 6 de la valve d'expiration V_E avec la sortie de la
35 source de débit inspiratoire 11.

Tant que la sortie du test 29 ou la sortie du test 33 est négative, on surveille par un test 34

- 10 -

l'évolution du temps T_{INS} écoulé depuis le début de la phase d'inspiration précédente. Si cette durée devient supérieure à une période respiratoire maximale prédéterminée T_F , l'électronique de commande passe à
5 l'étape 36 de fin de l'expiration.

Selon une variante représentée en pointillés à la figure 1, la deuxième source de débit 16 peut être matérialisée par un conduit calibré 15 reliant la liaison 14 avec la sortie de la source de débit
10 inspiratoire. Pour faire varier le débit à travers le conduit 15, le calibrage peut être assuré par un robinet réglable jusqu'à une position de fermeture totale. Même dans ce mode de réalisation, la source de basse pression est dite "indépendante" ou "séparée" de
15 la source de débit inspiratoire, en ce sens que la pression de la source de basse pression, et par conséquent le signal de basse pression appliqué à l'entrée de commande 6 de la valve d'expiration V_E , prennent la valeur souhaitée pour l'expiration sans que
20 le fonctionnement de la source de débit inspiratoire n'ait à être modifié dans ce but.

Dans l'exemple représenté à la figure 3, la source de débit inspiratoire 11 est constituée par un groupe moto-turbine alimenté par un variateur de vitesse 37
25 recevant sur son entrée positive 38 un signal de consigne de pression PC et sur son entrée négative 39 un signal issu du détecteur de pression 19. En fonction de l'écart entre ses deux entrées 38 et 39, le variateur de vitesse 37 délivre au groupe moto-turbine
30 11 un signal de puissance approprié sur sa sortie 40.

La valve d'inspiration V_I est constituée par une valve à commande pneumatique d'une structure pouvant être semblable à la valve d'expiration V_E . En particulier, la valve V_I possède une entrée de commande
35 41 qui est soumise en service à une pression qui détermine l'état ouvert ou fermé de la valve.

La valve d'inspiration V_I est associée à une vanne

- 11 -

de commande VC_2 qui est du type à trois voies pour relier sélectivement l'entrée de commande 41 avec un conduit 42 relié à la sortie du groupe moto-turbine 11 pour réaliser la fermeture de la valve d'inspiration, ou avec un conduit 43 relié avec le trajet de gaz inspirable en aval de la valve V_I pour réaliser l'état ouvert de la valve d'inspiration V_I . On comprend que la pression en aval de la valve d'inspiration V_I s'établit nécessairement à une valeur d'équilibre permettant l'ouverture de la valve car si la valve se fermait, la pression relative en aval disparaîtrait et par conséquent la valve se réouvrirait aussitôt de manière importante.

Par ailleurs, la valve d'inspiration V_I , le clapet de sécurité 13, le raccordement du conduit 43 avec le trajet principal d'inspiration et le débitmètre 18 sont court-circuités par un trajet de compensation de fuite 44 raccordant la sortie du groupe moto-turbine 11 avec la branche inspiratoire 3. Le rôle de ce conduit 44 est de compenser les fuites qui pourraient exister par exemple entre le masque 2 et le visage du patient pendant la phase expiratoire. En effet, une telle fuite peut empêcher le maintien de la pression expiratoire positive éventuellement imposée par le compresseur 16.

La deuxième source de débit 16 est constituée par un compresseur à débit variable commandé selon une consigne appliquée par l'électronique de commande 12, elle-même réalisée sous la forme d'un microprocesseur.

Par ailleurs, dans l'exemple de la figure 3, le conduit 10 est raccordé à l'entrée de la branche inspiratoire 3, c'est-à-dire, notamment, en aval de la valve d'inspiration V_I et du débitmètre 8.

Le microprocesseur 12 reçoit en entrée, par exemple au moyen d'un clavier non représenté, divers réglages portant notamment sur les paramètres A, DA, T_F , T_{MAX} , K, apparaissant dans l'organigramme de la figure 2, ainsi que le paramètre PC représentant la consigne

- 12 -

de pression appliquée à l'entrée 38 du variateur de vitesse 37, et la pression expiratoire positive PEP, servant à commander le compresseur 16.

Le microprocesseur 12 commande un dispositif d'affichage 47 permettant d'afficher la pression P mesurée par le capteur 19, le volume V de chaque inspiration, calculé par le microprocesseur d'après les signaux fournis par le manomètre 19 et le débitmètre 18, et la fréquence respiratoire F calculée à l'étape 48, en cycles par minute, à la figure 2.

Si le débit relevé par le débitmètre conserve une valeur maximale pendant une durée prédéterminée, cela est détecté par le microprocesseur 12 qui actionne une alarme de débranchement 49, sonore et/ou visuelle, pour signaler qu'un incident du genre détachement du masque 2 s'est produit.

Dans l'exemple représenté à la figure 4, qui ne sera décrit que pour ses différences par rapport à celui de la figure 1, la valve d'inspiration V_I est suivie par une deuxième valve d'inspiration V'_I qui peut être ouverte et fermée en même temps que la valve V_I , ou qui peut encore être constituée par un clapet anti-retour empêchant le gaz d'aller de la branche inspiratoire 3 vers le groupe moto-turbine 11. L'entrée de commande 6 de la valve d'expiration V_E est reliée directement à un orifice d'échappement calibré 17, d'autre part à la partie 51 du trajet inspiratoire qui est situé entre les deux valves d'inspiration V_I et V'_I . L'entrée de commande 6 est également reliée directement à la source de basse pression constituée ici par une liaison calibrée 15 avec la sortie du groupe moto-turbine 11.

Le fonctionnement est le suivant:

Quand les deux valves d'inspiration V_I et V'_I sont ouvertes, l'entrée de commande 6 de la valve d'expiration 2 est soumise à la pression inspiratoire fournie par le groupe moto-turbine 11 grâce à la

- 13 -

liaison avec la partie 51 du trajet inspiratoire. La valve V_E est donc fermée et l'orifice calibré 17 maintient la différence de pression entre la pression inspiratoire et la pression atmosphérique.

5 Pour l'expiration, les deux valves V_I et V'_I sont fermées, et l'entrée de commande 6 est soumise à la pression définie par la liaison 15, ou encore, si la liaison 15 est fermée par un réglage, à la pression atmosphérique à travers l'orifice calibré 17. Le
10 patient expire donc sous la pression déterminée de cette manière par la valve d'expiration V_E .

Grâce à l'invention, on dispose d'un appareil simple, léger, ne nécessitant pas de bouteilles de gaz et permettant l'emploi à domicile dans une gamme de cas
15 pathologiques très étendue.

Bien entendu, l'invention n'est pas limitée aux exemples décrits et représentés.

Par exemple, à la figure 3, au lieu de relier le conduit 43 de commande de l'ouverture de la valve
20 d'inspiration V_I avec le trajet de gaz inspiratoire, on pourrait le relier à la pression faible définie par la source de basse pression 14.

Dans les exemples, les termes "valve" et "vanne" sont appropriés pour définir les éléments V_E et V_I , et
25 respectivement V_{C1} et V_{C2} . Mais ces termes ne doivent pas être interprétés limitativement, la "valve" V_I pouvant notamment être réalisée sous la forme d'une vanne à commande mécanique ou électromécanique.

La valve d'expiration V_E pourrait être d'un type
30 autre qu'à commande pneumatique, par exemple à commande électrique.

REVENDEICATIONS

1. Dispositif d'aide respiratoire comprenant un circuit patient (1) ayant une branche inspiratoire (3) reliée à une source de débit inspiratoire pressurisé (3) et une branche expiratoire (4) dans laquelle est installée une valve d'expiration (V_E) qui est commandée pour être fermée pendant l'inspiration, le dispositif comprenant en outre des moyens de pilotage (12) et des moyens de distribution (V_I) qui en phase expiratoire interrompent au moins partiellement la communication entre la source de débit inspiratoire (11) et la branche inspiratoire (3) du circuit patient, caractérisé en ce que les moyens de distribution (V_I) sont commandés par les moyens de pilotage (12), et en ce que les moyens de pilotage (12) commandent en outre, au moins indirectement, la valve d'expiration (V_E) pour qu'elle détermine une pression expiratoire prédéfinie sensiblement indépendante de l'état de fonctionnement de la source de débit inspiratoire (11).

2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que les moyens de distribution comprennent une valve d'inspiration (V_I) à commande pneumatique, dont une entrée de commande (41) est reliée sélectivement à la sortie de la source de débit inspiratoire (11) pendant l'expiration et à une pression plus faible (43) pendant l'inspiration.

3. Dispositif selon la revendication 2, caractérisé en ce que la pression plus faible est prélevée dans le trajet du gaz entre la valve d'inspiration (V_I) et le circuit patient (1).

4. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que la source de débit inspiratoire (11) est une source dont le débit tend à s'annuler lorsque la pression à sa sortie prend une valeur maximale qui est de l'ordre de grandeur d'une pression d'aide à l'inspiration.

5. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 4,

- 15 -

caractérisé par un clapet d'inspiration (13) reliant la branche inspiratoire (3) avec l'extérieur pour permettre l'inspiration du patient en cas de défaillance des moyens de distribution (V_I).

5 6. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 5, caractérisé en ce que les moyens de distribution sont conçus pour laisser subsister un débit de compensation de fuite (44) entre la source de débit inspiratoire (11) et le circuit patient (1) pendant l'expiration.

10 7. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 6, caractérisé en ce que la valve d'expiration (V_E) est à commande pneumatique, et en ce que pour commander la valve d'expiration (V_E) les moyens de pilotage commandent l'activation d'un raccordement (7, VC1)
15 entre une entrée de commande (6) de la valve d'expiration (V_E) et une source de basse pression (9, 15).

8. Dispositif selon la revendication 7, caractérisé en ce que le raccordement comprend des moyens de
20 vannage (VC1) installés dans un circuit de commande (7) de la valve d'expiration (V_E) et commandés par les moyens de pilotage (12) pour relier l'entrée de commande (6) de la valve d'expiration avec la source de basse pression (14) pendant l'expiration du patient.

25 9. Dispositif selon la revendication 8, caractérisé en ce que les moyens de vannage comprennent une vanne à trois voies (VC1) reliant sélectivement l'entrée de commande (6) de la valve d'expiration (V_E) avec la source de débit pressurisé (11) et avec la source de
30 basse pression (14).

10. Dispositif selon l'une des revendications 7 à 9, caractérisé en ce que la source de basse pression comprend une liaison (14) entre un ajutage d'échappement (17) et une sortie d'une deuxième source
35 de débit (16).

11. Dispositif selon la revendication 10, caractérisé en ce que la deuxième source de débit

- 16 -

comprend un compresseur (16).

12. Dispositif selon la revendication 10, caractérisé en ce que la deuxième source de débit comprend un dispositif (15) de liaison avec la source
5 de débit inspiratoire (11).

13. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 12, caractérisé en ce que la pression expiratoire prédéfinie est réglable et peut prendre une valeur égale à la pression atmosphérique.

10 14. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 13, caractérisé en ce que les moyens de pilotage (12) commandent la fermeture de la valve d'expiration (V_E) lorsque la pression dans le circuit patient diminue en fin de phase d'expiration du patient.

15 15. Dispositif selon la revendication 14, caractérisé en ce que les moyens de pilotage (12) sont sensibles à la dérivée de la pression dans le circuit patient par rapport au temps.

20 16. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 15, caractérisé en ce que les moyens de pilotage (12) commandent le passage en phase d'expiration lorsque le débit (D) à l'entrée de la branche inspiratoire (3) diminue en fin de phase d'inspiration du patient.

25 17. Dispositif selon la revendication 16, caractérisé en ce que les moyens de pilotage (12) commandent le passage en phase d'expiration lorsque ledit débit (D) devient inférieur à une valeur correspondant à une certaine fraction (K) de la valeur du débit maximum (D_{MAX}) mesuré au début de
30 l'inspiration.

18. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 17, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens (18, 19) de mesure de la pression (P) et du débit (D) dans la branche inspiratoire (3) du circuit patient, et des
35 moyens de calcul du volume de gaz inspiré, ou d'une grandeur équivalente.

19. Dispositif selon l'une des revendications 1 à

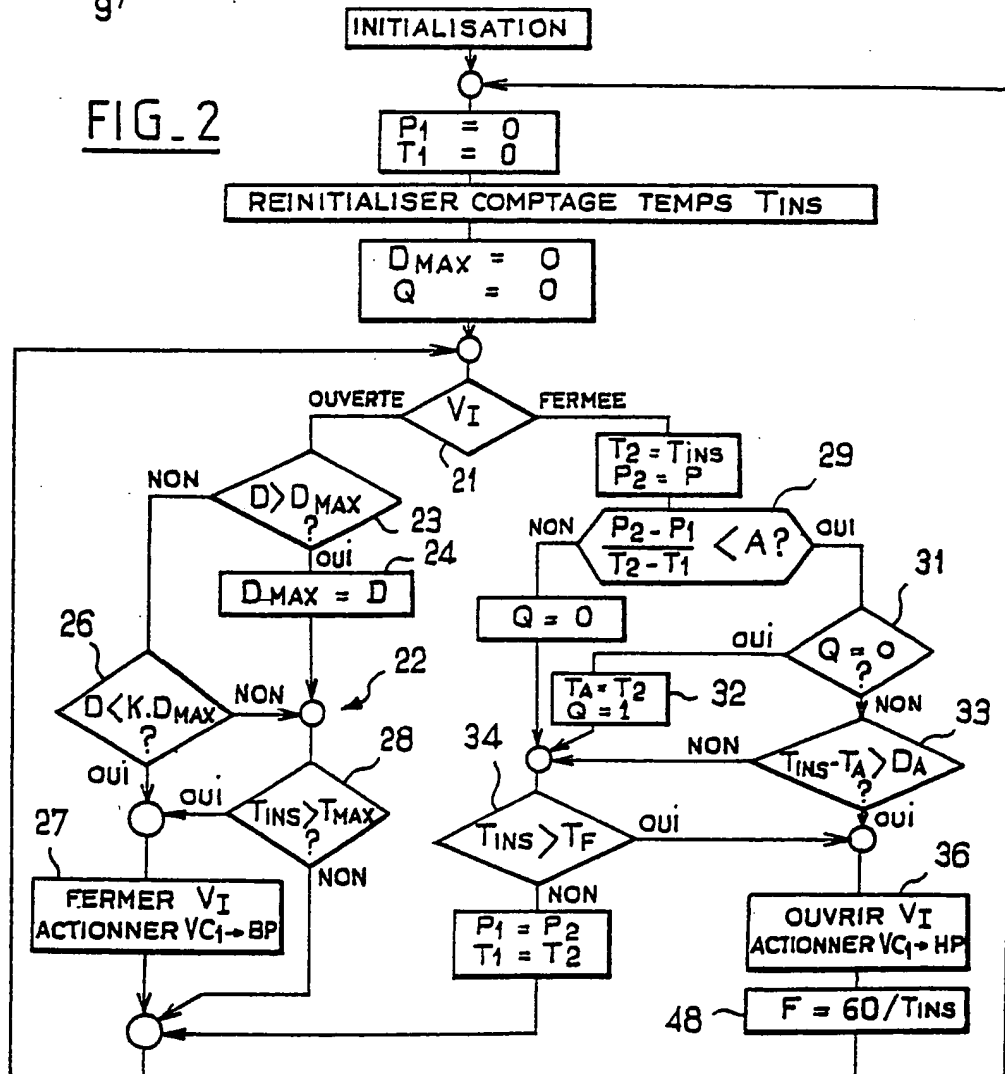
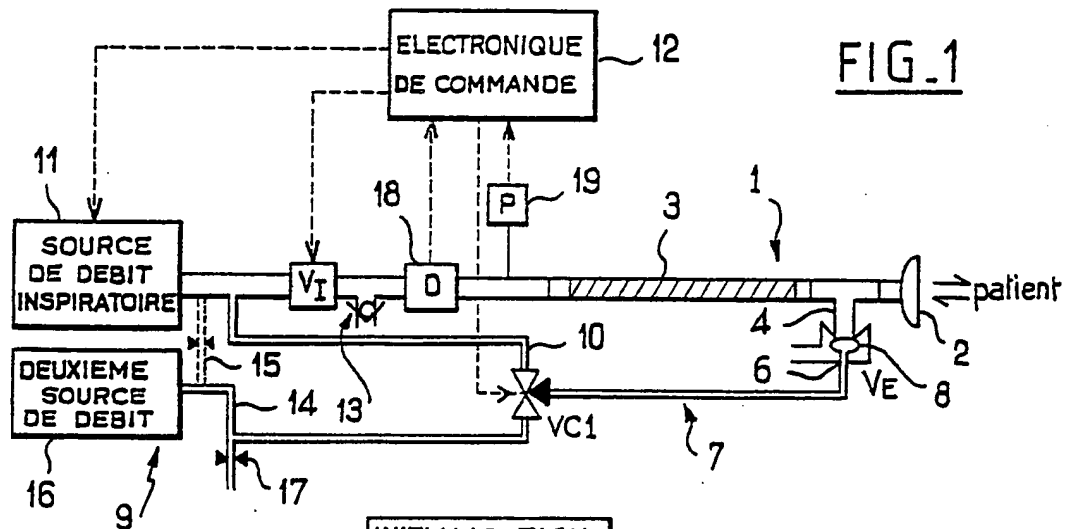
- 17 -

18, caractérisé en ce que les moyens de pilotage (12) comportent des moyens pour initier automatiquement une phase d'inspiration si le temps écoulé depuis la précédente phase d'inspiration excède un seuil
5 prédéterminé (T_F).

20. Dispositif selon la revendication 19, caractérisé en ce que ledit temps écoulé (T) est mesuré depuis le début de la précédente phase d'inspiration et en ce que le dispositif comprend des moyens (47) pour
10 afficher la fréquence respiratoire (F).

21. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 20, caractérisé en ce que les moyens de pilotage (12) comportent des moyens pour initier automatiquement une phase d'expiration si le temps écoulé depuis le début
15 de chaque phase d'inspiration excède une valeur prédéfinie (T_{MAX}).

1 / 2



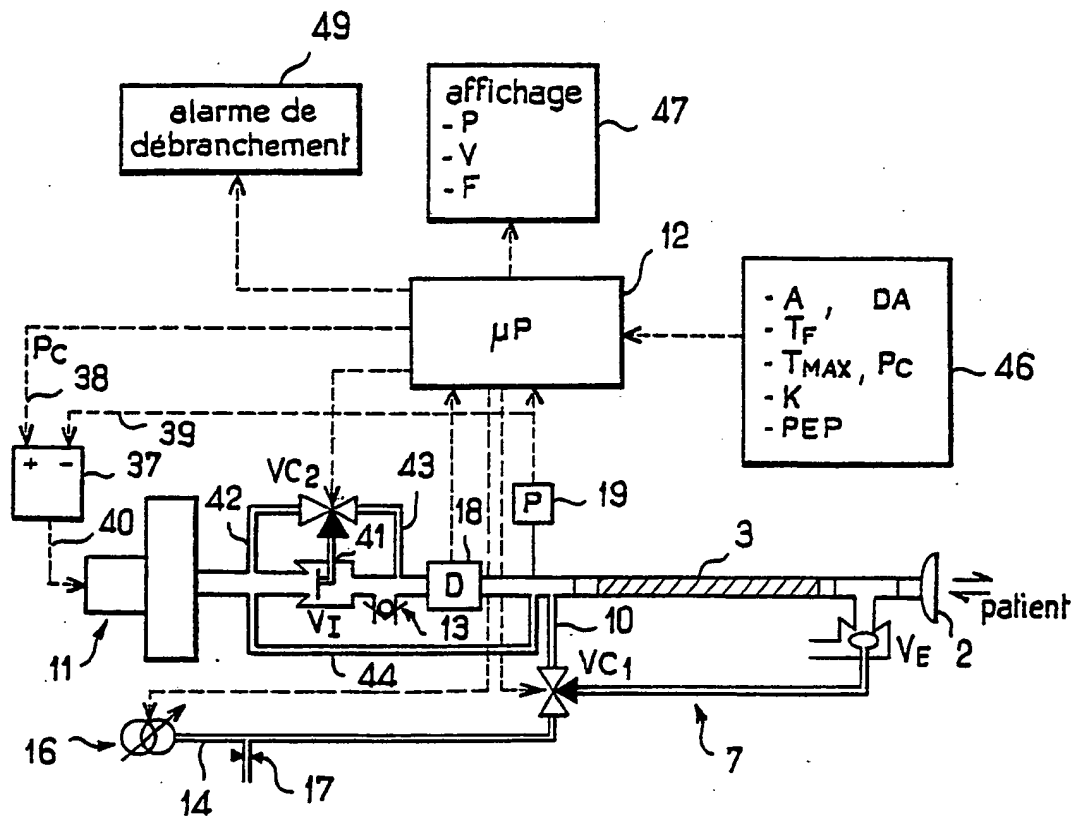


FIG. 3

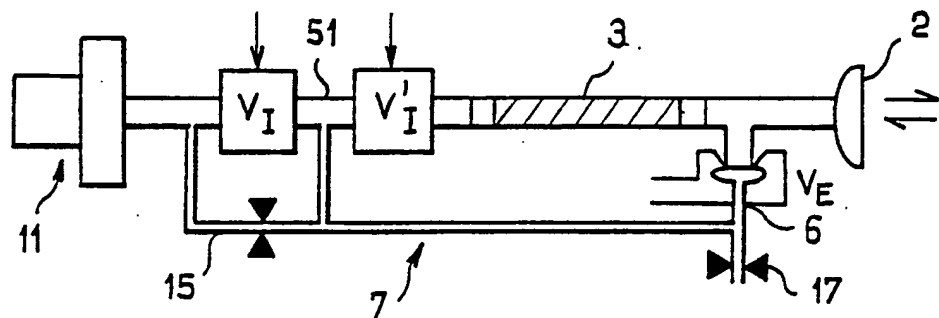


FIG. 4